

PROTHESE COMPRENANT UN CORPS TUBULAIRE DILATABLE OU CONTRACTABLE ET SON PRECEDE D'IMPLANTATION.**Publication number:** JP59500652 (T)**Publication date:** 1984-04-19**Inventor(s):** UARUSUTEN HANSU IUAARU**Applicant(s):** MEDANUAN SA**Classification:****- international:** A61F2/01; A61F2/04; A61F2/06; A61F2/84; A61F2/90; A61F2/01; A61F2/04; A61F2/06; A61F2/82; (IPC1-7): A61F1/00**- European:** A61F2/01; A61F2/06P; A61F2/84B; A61F2/90; D04C1/06**Application number:** JP19830501556 19830411**Priority number(s):** SE19820002739 19820430**Also published as:**

- JP4047575 (B)
- BE896616 (A1)
- US4655771 (A)
- US4954126 (A)
- WO8303752 (A1)
- SE8202739 (A)
- SE445884 (B)
- NL8320142 (A)
- NL192600 (C)
- IT1169405 (B)
- GB2135585 (A)
- FR2525896 (A1)
- DK605483 (A)
- DK159368 (B)
- DK159368 (B3)
- DE3342798 (T)
- DE3342798 (C2)
- CH662051 (A5)
- CA1239755 (A1)
- AU1518683 (A)

<< less

Abstract not available for JP 59500652 (T)

Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

⑨ 日本国特許庁 (JP)
⑩ 公表特許公報 (A)

⑪ 特許出願公報

昭59-500652

⑫ Int. Cl.³
A 61 F 1/00

識別記号
101

序内整理番号
7916-4C

⑬ 公表 昭和59年(1984)4月19日

部門(区分) 1(2)

審査請求未請求

予備審査請求未請求

(全 10 頁)

⑭ 伸縮可能な管状本体を備えた人工器官

⑮ 特 願 昭56-501556

⑯ ⑰ 出 願 昭58(1983)4月11日

⑯ ⑰ 調査文提出日 昭58(1983)12月27日

⑯ 國際出願 PCT/SE83/00131

⑯ 國際公開番号 WO 83/03752

⑯ 國際公開日 昭58(1983)11月10日

優先権主張 ⑯ 1982年4月30日 ⑯ スウェーデン(SE)
⑯ 8202739-2

⑭ 発明者 ヴアルステン・ハンス・イヴァール
スイス国ツェーハー-1141デネンス・ヴ
イラブレーブワゼ(登録なし)

⑮ 出願人 ヴアルステン・ハンス・イヴァール
スイス国ツェーハー-1141デネンス・ヴ
イラブレーブワゼ(登録なし)

⑯ 代理人 兼理士 山下白

⑯ 指定国 AT, AU, BR, CH, DE, DK, FI,
GB, JP, LU, NL, NO, SU, US

第

請求の範囲

1. 本体の両端部を相対して転動方向に移動をもることにより要束しる直線を有ししかも複数の筋の筋の両端であるしかも可搬性のスレンド要素(2, 3等, 2a, 3a等)から構成された可搬性の管状本体(2)を備えた体内管経的装置のための人工器官であつて、前記可搬性のスレンド要素の各々が共通軸線としての管状本体の中の筋(筋)に沿して螺旋形に扭び、前記複数の筋(2, 3等)が同一方向の巻きを有ししかも相互に相対して転動方向に変位せしめられかつ同様に相互に相対して転動方向に変位せしめられしかも反対方向の巻きを有する筋(筋)の要素(2a, 3a等)と交叉する、体内管経的装置のための人工器官。
2. 交叉する筋(筋)の間の転動方向に對して形成された角度(角)が約60°よりも大きく、そして好みしくは紀角である開口部の範囲第1項に記載の人工器官。
3. 交叉要素(2, 3等, 2a, 3a等)が管状本体に突起部を有するよりに起りひも様形態に配列されている請求の範囲第1項または第2項のいずれか1項に記載の人工器官。
4. 管状本体の要素(2, 3等, 2a, 3a等)の数が2つであり、これが少なくとも1個であることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項または第3項のいずれか1項に記載の人工器官。
5. 各々の巻き方向の要素の数がn/2であることを特徴とする請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項に記載の人工器官。

とする請求の範囲第4項に記載の人工器官。

6. 管状本体が管状本体と同一空間に成る例えばパンド(11)または弹性を有しかつ柔軟しくは多孔性の繊維のような弹性部材により半径方向に強張した位置を占めるように構成され、前記繊維管状本体のマントが直線に沿つて転動方向に扭びか少管状本体に偏荷力を作用させて管状本体を転動方向に圧縮することを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。

7. 管状本体がスレンド要素を交叉点において相互に取り付けてあるために本体半径方向に強張した位置を占める傾向を有していることを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。

8. 管状本体の長さの主な部分に沿つて管状本体と同一空間に成る多孔性材料の膜を保有していることを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。

9. 管状本体(93)がその多くとも一方の端部において固定を拘束するよりは緩解されそれにより選用されたと見なスライドとして作用することを特徴とする請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項に記載の人工器官。

10. 前記部材または該部材が拘束しむセグメントボリュームからなる多孔性材料で構成されていることを特徴とする請求の範囲第5項または第6項のいずれか1項に記載の人工器官。

内記載の人工器官。

11. 血管用グラフトとして使用するための頭部の範囲第1項から第10項までのいずれか1項に記載の人工器官をその管状本体を取締され状態で管道の中の一つの位置に導入し、該人工器官を管道の別の位置に管体内部路的に移動し、管状本体を管道の内部で前記七の他の位置において拡張させて管状本体を前記七の他の位置で自己固定させることを包含する血管内の人工器官の操作内管的移植方法。
12. 脊椎の範囲第1項から第11項までのいずれか1項に記載の人工器官をその管状本体を取締され状態で管道の中の一つの位置に導入し、該人工器官を管道の別の位置に管体内部路的に移動し、管状本体を管道の内部で前記七の他の位置において拡張させて管状本体を前記七の他の位置で自己固定させることを包含する血管内の人工器官の操作内管的移植方法。
13. 負荷されていない状態における人工器官の直径を解説その他の位置における管道の内径よりも若干大きく逆説して管道の内径に対して人工器官の内径を与える工具を含む頭部の範囲第13項に記載の方法。

明細書

発明の名称

伸縮可搬式管状本体を備えた人工器官

技術分野

本発明は生きている動物または生きている人間の体の列挙は血管またはある部位に留め置かれた部分の内管を適用しますがその一部分を固定できることができる人工器官に関する。この人工器官は可搬性の管状本体を備えており、その管状本体の直管を増強することができるようになつてある。本発明は血管、尿管またはそれらに類似の部分のための装置自動医療用人工器官により機械的を管体内部路的移動のために特に有用である。本発明の特徴により、構成した血管またはその他の器官の内管は人工器官により内張りすることができる。

外科手術およびその他の医療技術においては、所定位管に満すことができる管または管(トラクト)を支持するところを機能とする例えば血管、尿管またはその他の疾患し難い部位に装置を導入して操作するところが廣く必要である。

本発明による装置はまた多くの医療に使用することができ、そしてその例としては、ある移動の管の形状によりもたらされる形をも型式の軟管類またはその反対に直管の状態を伴なう硬管類への使用を挙げることができる。先づて、本発明はさらに構造的には管状本体の管を支持するための装置に係るし、機械的を管の管壁部分を防

む、内部の管壁の病理学的な肥大症および破損部分を備格しままたは血管を安定化させるために使用することができる。本発明による装置はまた例えば脂肪栓症を防止するため下大静脈に適用することにより直栓症のフィルタとして作用するよう設計することができます。本発明は体内的血管またはその他の管状組織の中に適用するための例えはグラフトのよう人工器官として特に好適に使用される。しかしながら、本発明が上述した用途に限られるものではなく、構成した用途は單に適用例としてあんをければならないことを考慮すべきである。

著者技術

米国特許第3,689,556号明細書には、例えは血管の中に挿入後に抜取可能な装置が記載されている。この装置の作用部分はいわゆる「記憶機能」を有する金属金具、すなわち加熱されるとときにその初期の形状にどどろく材料を使用することに基づいている。この先行技術においては、この材料の加熱は電気加熱より行なわれ、装置は開閉部分に挿入される。しかしながら、この装置の技術は電界抵抗による加熱が加熱中に損傷されることがあり、その周囲の感受性の高い組織に侵襲して船らなければならぬという基本的不利点を有している。この米国特許明細書(第3標第42~44行参照)には血管中装置を挿入するときに血管の血流が冷却媒体として作用することが述べであることは審査である。しかしながら、血管はまた加熱されるとときに船らしくその原因を生ずる感

柔軟性である。

発明の要旨

本発明の目的は既知の技術の欠点をなくし、半径方向に伸縮可搬式管状装置を提供することである。

本発明は可搬式の管状本体を備え、該管状本体の直径を該管状の管部を垂直に相対して軸線方向に変動することができるよう構成できる人工器官を使用する上に基づいている。主として一実施形態においては管状本体はそれ自身で半径方向に抵抗した位置を占める。管状本体が管状組織に保たれると、半径方向の外力は全く作用しない。この管状本体は複数個の個々の環状のしかも可搬性のスレーブ(thread)要素からなり、前記スレーブ要素の各々は共通軸線としての管状本体の中心軸に開して螺旋形に延びている。螺旋形の要素が同じ方向に巻かれしかも螺旋方向に亘りて複数して位置をしめられている。前記数の同じ方向に巻かれた要素は同様に螺旋方向に亘りて対応ししめられておりしかも反対方向に巻かれた螺旋のスレーブ要素を調節するときに出会う。

装置の操作をるために、交叉要素間の軸線方向に向いた角度は好適には約50°よりも大きく、そして、純角、すなわち約90°よりも大きいことが好ましい。管状本体のこの状態は半径方向に張り出されていない状態を示している。

交叉スレーブ要素を、横の筋膜された形態に形成するように配置することができる、その筋膜された形態は

所定通りに変更できそして例えば平織りの原理によるある既知の織り方を模倣することができる。このように構成する目的は管状本体に必要な安定性を与えることである。既りに可撓性の管状本体の要素の数をnとすると、nを約10からそれよりも大きい数、例えば約50までの範囲内で変更することが好ましい。管状本体の要素は対称に配置され、すなわち各々の巻きの方向の要素の数を $\frac{n}{2}$ とすることが好ましい。これに関連して、管状本体の要素の数については、常に管状本体の支持作用を維持するようになつた要素が得られるようにしなければならないことを考慮すべきである。要素の数nは管状本体の直徑、要素の直徑、要素の材料またはその他の因子により選択される。極めて一般的に述べると、所定の要素材料で構成された管状本体の直徑が大きくなる程、管状本体の必要な安定性を与えるためにより多数の要素を使用すべきである。

本発明による可撓性管状本体は生体の血管または同様な器官の経体内管路的移植のための人工器官として使用するために極めて適していることが判明した。この管状本体は組織の中の所定位臍に収縮状態、すなわち直徑を減少させた状態で挿入される。本発明による管状本体は所定位臍に挿入された後に拡張され、そして負荷されていない状態での管状本体の直徑が周囲壁部の直徑よりも若干大きく選択されれば自動固定により所定位臍に拡張状態に維持することができる。その結果、内壁部に

対して所定の恒久的な係合圧力が作用して良好な固定状態が確実に得られる。

この移植方法は非拡張人工器官を使用する既知の移植技術よりも極めて簡単でありしかもリスクが少ない。例えば移植部位から所定距離において血管の断部を通して挿入された半径方向に収縮した人工器官が従来行われてきた巻き換えられる器官の部分の除去を必要としないで固定される。このようにして、血液の流れは短い時間を必要とする移植の間ですらも維持することができる。この人工器官は血管に縫合する必要がなく、そして挿入してから数日経過後この人工器官は自然の組織の成長により体に固定され、そして数ヶ月経過後、組織の成長が完了し、その結果、人工器官の内壁部は新しい自然の組織により蔽われる。

この可撓性管状本体はいくつかの方法で半径方向に拡張させることができる。多くの理由から、管状本体が単独で半径方向に拡張しかつ負荷されていない状態で入る性質を有していることが好ましいことが判明した。管状本体の拡張状態はスレッド要素の固有の剛性により左右されるが、生体のマントル面に関連して配置されかつ該マントル面に沿つて軸線方向に延びる弾性ストリング、バンドまたは膜により制御することも可能である。これらのストリング、バンドまたは膜はそれらの弾性により管状本体を軸線方向に牽引し、すなわち管状本体を拡張状態に保つ。

管状本体に該本体が半径方向に拡張した位置を占める傾向を生ずる性質を与える別の方法は要素を交叉位置において好適な態様、例えばある型式の溶接、にかわによる接着またはそれらに類似の方法で相互に取りつけることである。

可撓性の管状本体を形成する要素は医学的に認容しうる物質例えばプラスチックまたは金属で製造すべきであり、そしてこれらの要素は好適な弾性とともに所定の弾力または剛性を保持すべきである。これらの要素は単繊維(モノフィラメント)例えばポリプロピレン、ダクロンまたはその他の好適なプラスチックで構成するかまたは複合材料で構成することができる。これらの要素はまたある好適な医学的に認容しうる金属例えばスチールから製造することができる。

管状本体のスレッド要素の自由端部はいくつかの方法で改変または保護することができる。自由端部が全くない別の態様は管状本体全体を一つの凝集性要素として構成する別の方法である。これと最も密接に関連する別の態様は長いストリングを切断することにより得られた管状本体の自由端部が好適な態様、例えば熱溶接、にかわによる接着またはそれらと同様な方法により対をなして要素の端部に取りつけられたU字形部材に連結される場合である。このようにして、同じ巻き方向の要素または反対の巻き方向の要素を互いに2個づつ取りつけることができる。

これらの実施態様に代わる実施態様はストリング切断前に材料のまわりのリングの中の交叉点を一緒に溶接し、その後溶接部位に隣接ししかも該溶接部位の外側で切断することである。そのときに溶接領域の外側に延びる端部は例えば制御された加熱によりプラスチックを軽度に変形させることにより管状本体の内部に向かつて内方に折りたたむことができる。さらに別の方はスレッド要素の自由端部を曲げてループを形成することからなつている。

前述したように、本発明による管状本体はいわゆるグラフトとして使用するためには好適である。この場合には、管状本体はグラフトとしての機能を發揮することができる。すなわち、もしも管状本体がそれら自体により所望の密度および多孔性を有するよりな性状の要素で構成されれば、管状本体がグラフトとしての機能を發揮しそれにより複数の要素を重合樹脂(ポリフィラメント)物質またはそれと同様な物質で構成することができる。所望の密度を管状本体に与える要素自体の別の態様は管状本体にある種類の表面層、例えばプラスチックまたはその他の好適な材料の表面層を適用することである。交叉点はこのような表面層を適用することにより前述したように同時に固定して管状本体が拡張位置を占める傾向を生ずるようになることができる。

別個のスリーブまたは膜を管状本体の外側または内側にまたは該管状本体と合体して配置することもできる。

これは管状本体と一様に移動可能な管状本体を巡回する多孔性ケーブルのストリッピング部より構成することができる。この場合には、ストリッピング部はケーブルの伸縮性によりまた重なり合うように折りたたむことによりまたは別の方法で、例えは複数個のフレクド部材からの管状本体と同じ原因により構成されることにより管状本体が既に試管状本体の直径とともに可動性可能である。また、ある形態のトリコット部材または柔軟な複数種類の物の使用を考えることもできる。このような別の部材を使用する場合、大きい管路またはそれと同様な部分に適用するとまたこの別種の部材を正しい位置に移動するように管状本体に対して軸線方向に固定することができる。

管状本体の伸縮は複数管状本体を延長または短縮するようにならう手段を備えた装置により行うことができる。このようす手段は多段の方法で実現することができ、例えは管状本体の両端部を互いに軸線方向に移動させてその直径を増減するかのように構成することができる。この装置は管状本体の両端部を把持しつつ両端端部を互いに軸線方向に移動しうる把手部材を備えるべきである。これらの把手部材は管状本体を所定の部位に適用した後は開放し、そのままに構成してそれにより管状本体を互いに装置を両端部から取り外すことができるよう努めべきである。またこの装置は、別の形状とともに、内部に管状本体を収納状態で配置するように構成された可動性チャップと、該装置の管状本体を所定の部位に適用する上

を内押し出すことができる作動部材とを備えることができる。

その他の特徴は既往した請求の範囲から明らかである。

以上に本発明を要する範囲に開示して実質的特徴により説明する。ただし、本発明はこれらの中後筋板に限定されるものではない。これらの実質的特徴は既往の範囲に例示してある。

第 1 と図 2 および第 1 と図 3 は本発明による可動性管状本体の側面図および端面図をそれぞれ図解的に示す。第 2 と図 4 および第 2 と図 5 は第 1 図に示したのと同一の管状本体を収納状態で示し、第 3 と図および第 4 と図は管状本体の 1 個の分離したフレクド部材を示し、管状本体はそれ自身取扱状態、並びに軸線方向で示してあり、第 5 と図は本発明による管状本体を組みこんだ構成体を図解的に示す。第 6 と図は第 5 と図の構成体の一部を拡大図で示す。第 7 と図は管状本体の別の実質的特徴を示す。第 8 と図は組み合わされたグラフトおよびフィルタとして設計された管状本体を示し、第 9 と図は動軸部に組合したグラフトとして使用された管状本体を示し、第 10 と図は人工筋肉の筋膜をおよび筋膜で示した角びの筋膜としての管状本体の置換の範囲を示す。第 11 と図は本発明の人工筋肉を操作するための別の構成体を図解的に示している。

第 1 と図 2 および第 1 と図 3 は、全体を符号 1 で示した円筒形の管状本体の形態の人工筋肉の一例を示してある。

第 1 と図から明らかのように、管状本体 1 のマントル表面は複数個の幅々のフレクド要素 2, 3 を持つ 2a, 3a の端により形成されている。これらの要素のうち、要素 2, 3 は管状本体 1 の中心軸 4 を通過する輪郭として有する相互に軸線方向に定位した螺旋形に並びている。その他の要素 2a, 3a は反対の方向に螺旋形に並び、従つて要素 2, 3, 2a, 3a は第 1 と図に示したように互いに交叉して二つの方向に並びている。

このように構成された管状本体の直徑は管状本体の両端部を中心軸 4 の方向に互いに軸線方向に定位させれば変更することができる。第 2 と図では、第 1 と図による管状本体 1 の直徑がその両端部 8, 9 を矢印の方向に互いに離れるよう位移させることにより減少せしめられる様態を示してある。第 7 と図は拡張状態にある管状本体の直徑を示し、一方第 2 と図は要素 8, 9 を互いに離れるように位移させた後の収縮状態の管状本体 1 の直徑を示している。

第 3 と図および第 4 と図は第 1 と図および第 2 と図に示した管状の細胞を示し、さらには詳しく述べると、管状本体 1 の第一のフレクド要素を示しかつ管状本体 1 の螺旋形がその長さの変化とともに変化する様態を示してある。

第 5 と図に示す、第 2 と図の要素 2, 3 に相当する個々の要素 10 を示してある。つる巻線の直徑は 4 であり、また要素の直角は 4 である。第 6 と図には、管状本体が第 1 と図に示した状態に拡張せしめられた後の同一要素 10 を示

示してある。ゆる巻線の直徑はこの場合には増大し、そして符号 42 を示してあり、一方要素 8 は減少し、そして符号 43 を示してある。

管状本体 1 はいくつかの方法で操作されることが可能である。前述したように、管状本体が本末糸で結ばれていない状態で単純に扯裂位置を占める位置を有していることが特徴的である。この構造では、「扯裂位置」なる用語は常に半径方向の施設、すなわち管状本体 1 の直徑が大きい状態を示している。自己剥離性は管状本体にそのマントル表面に平行にかつ軸線方向に並びるストリッピングまたはバンドを設けることによつて得られる。このような実施形態の一例を図 7 と図 8 で示してある。管状本体 1 が剥離方向のストリッピングまたはバンド 11 を備えている。これらのストリッピングまたはバンド 11 は剥離材料で形成され、そしてこれらはストリッピング、すなわち、バンドは管状本体 1 の要素に好適な様態でしかも管状本体が扯裂した状態にあるとときに固定される。さて、もしも管状本体 1 がその両端部を互いに離れるように位移するとときにより筋膜方向に伸長せしめられると、弹性ストリッピングまたはバンド 11 が伸長せしめられる。管状本体 1 から筋膜を除去すると、弹性ストリッピングまたはバンド 11 が管状本体 1 を軸線方向に延長し、その結果、管状本体 1 の直徑がそれと対応して増大する。

管状本体 1 は、前述したように、交叉点 8, 9 と、6 (第 1 と図) において要素 2, 3 の符号 42 および 43 の直角を示す

ことにより抜き位置を占める同じ傾向を有することができる。この作用を有する別の方法は管状本体の少くとも両端即ち取りつけられる例えは薄い弾性体からなる内筒または外側の管状弾性部材を設けることである。

第5図には、例えは血管の所挿された部位において管状本体20を吸着状態および張張状態で挿入可能にするための全体を符号18で示した装置を例示してある。管状本体20は装置18の前側管状部分19は可機動の管状部材23を介して作動部材24に連結されている。把持装置21および22は作動部材24の作動要素25,26および27により可動の感触に制御することができる。

第6図には、管状本体20が吸着状態にある装置18を例えはダッシュ盤28で示した血管の中に挿入する感触を因縁的に示してある。作動装置26が点ダッシュ盤で示した位置29まで前後に移動せしめられるときに把持部材22がそれに対応して点ダッシュ盤30で示した位置31まで定位せしめられるように作動部材24が把持部材22に連結されている。その結果、管状本体20の端部は位置22から位置31に移動せしめられる。一方、この場合には管状本体20の前方の端部は位置21に保持されている。同時に、管状本体20の直径が増大し、そしてその端部が位置31に到達したときに、管状本体20が挿入せしめられて血管の内壁と接触し、底づ

シルエット示した位置31を占める。管状本体20の両端部は依然として前材21,22により保持されているので、吸着状態の管状本体20は風船のような形状になる。

作動部材27をまた例えは管状部材23のやに延びるタイヤの一部分により把持部材22に連結されている。このようにして、位置する部位における把持部材22を作動部材の触感方向の変位により操作して管状本体20の端部を吸着することができる。同様に、把持部材21に連結された操作部材25は操作部材を触感方向に定位させるとにより管状本体20の前端部を把持部材21から離脱せしめることができる。それにより、弾性体20の頭端は常に互いに相対する方向に移動せしめられて膨脹し、そして人工器具は血管の内部で拡張した円筒形の形状になる。

第4図には、装置18の前側管状部分19の構造をさらに詳細に示して拡大して示してある。管状本体20の両端部21および22は外側の可機動チューブ35の内側に同心状に張りしめられた壁面を有する可塑性のチューブ34を周囲している。これららの2個のチューブ34,35は第5図において管状部材23を形成している。内側チューブ34の端部には、環状部材36が範囲されている。環状部材36の中心には、チューブ20の端部32が配置されている。チューブ20の端部32は円筒状環部37の中に挿入されている。環状部材37は該環状部37のまわりに、リングにより囲繞されたチューブ34に対し

て輪郭方向に定位すると可能である。チューブ34の端部には、内側把持部材、すなわち、ラック38が設けられている。ばね鋼で構成されたラック38は環状部37の内側に由けられた突起を前部39を有している。この前部39はチューブ34の端部32を通して半径方向に外方に延びている。前部39はリング40により半径方向に移動することができる。リング40は軸滑り方向に移動できかつチューブ34の内側に配置されている。リング40はタイヤ41に連結されている。タイヤ41を輪郭方向に変位するとによりラック38を半径方向に移動することができる。第6図には、ラック38はその尖った端部39が管状本体20の端部32を貫通しかつ前部37を所定位置に保持するよう定位せしめである。

別のラック42が同様に構成して管状本体20の端部35をその先の大端部43により外側から保持するために配置されている。チューブ35の外側に取りつけられたこのラック42はリング44により半径方向に移動することができる。リング44はチューブ35のまわりに配置されかつチューブ35および37の間に延びたテープ45に取りつけられている。端部35においては、タイヤ41および45は作動装置25および27のそれぞれに連結されている。

取つけられかつ輪郭方向に張りを管状本体20が半径方向に拡張して後に装置の端部の部分から取抜されるとき、この管状本体の底部は作動部材25および27のそれぞれに連結されている。

を介してケーブル41をスリーブ40および44を介してラック38および42をもたらせることにより管状本体20の端部からラック38および42の尖った部分39,43を開放することによりて抱る。そのとき、管状本体20の端部32および37は装置の管状部分19の輪郭方向の変位により開放される。第6図から明らかであるように、装置の前端部はリング36に取りつけられたガスをもちケーブル41により保険される。

前述したように、この装置による管状本体は外科手術においていくつかの用途に使用される。例えは第1図に示した充脹装置では、管状本体は血管等の血管を充脹するため利用することができる。第2図には可機動の管状本体の変形充脹装置を示してある。この充脹装置においては、管状本体は円筒形の円筒部分53からなっている。円筒部分53はその一端部において変化して同様にメレンド要素から構成された先端部分すなわち端部45に終端している。この装置は血栓症を防止するためのあるいはタイルナとして使用するためには好適であることが判明した。第8図に示した装置は肺の細胞層の挿入を防止する目的のために血栓、例えは下大静脈の内壁の所産の栓塞を適用することができる。前後部を保持する目的のために血管の内部に適用するように工夫した発明がされている。タイルナ装置は断つた端部またはラックまたはそれと同様の部材により血管内に恒久的に取つけられ

れ、フィルタの位置の矯正または除去が不可能であるといふ不適点を有している。このような装置の一例は次図第5図及び40,413号明細書に記載されている。本発明による装置は非常に高い精度で大静脉の中に入るとが可能で、そして今日同じ目的のために外因手術に使用されている既知の装置の場合のように阻塞する血管の壁面を損傷する危険をなんら伴わない。

第5図は、グラフトとして使用するための本発明による本体本体を示してある。この場合には、管状本体55は第1図および第2図に示した実施形態よりも複数箇所を有している。この複数箇所は第1図の支持メッシュド裏表21,23等、24,25等の間に弹性ヤーンを織り込むことにより得られる。このようにして、多孔性が構成された壁面が得られる。この少とも多孔性の壁面を有する管状本体は一種の放張性グラフトであり、そして種々の用途に使用される。

第9図に示した用途においては、管状本体55が血管の壁の成りりの層の動脈瘤がある大動脈56の中に移入される。抵抗しうる本体すなわちグラフト55を大動脈の損傷部位から所定の位置に挿入され、次いで動脈瘤の奥中に配置することができるという事實から、動脈瘤が構成され、かつて動脈瘤を手術により除却する必要がない。第9図では、大動脈が円錐形の血管であることを示している。それ故に、この場合の手順はグラフトの形態の人工血管が器具により例えば第9図に示すとおり挿入する。

機械的に、別の作動部57が取りつけられている。このように構成することにより、内側チューブ58は外側チューブ59に対して順次方向に移動させることができる。内側チューブ58の他の部位には、ピストン60が取りつけられている。ピストン60は移動時外因チューブ59の内壁面に沿って進行する。

この器具を使用するとき、収縮状態の管状の放張しうる本体55が先端チューブ59の中に配置され、そして内側チューブ58がピストン60と共に外側チューブ59の該側部分66の中に配置される。ピストン60の出発位置は第11図にダッシュ線で示してある。このようにして、出発位置において、チューブ59の部分が収縮した管状本体55が充填される。

機械中、この装置の可換性管状部分が移動を行なうときにそれが血管中を容易に挿入される。次いで部材64が矢印65で示した方向に移動され、収縮した管状本体55がチューブ59の断端70を通り押出され、端部70から出た管状本体55の部分が放張位置71を占めるまで収縮し、それにより管状本体55が血管壁72の内側と併合せられる。第13図では、管状本体69,71は簡単に図示するため二つの断面図の形として示してある。収縮した本体21が血管壁72と併合する範囲まで、即ち65を矢印65の方向に移動させることによりチューブの断端70が駆動せしめられる。収縮した管状本体55は管状本体の一部を押出すピスト

れることである。メタットすなわち本体55は固定位置に配置された装置被覆せしめられる。大動脈が円錐形であることから、外科手術の技術は次の通りである。

第5図によるグラフト55の前報第3者が大動脈の中に是れ操作装置占める位置よりも若干奥の方に挿入される。この位置55は第9図に点ダッシュで示してある。第5図による輪郭方向に延びたグラフト55の他の部位22は半周方向の放張前に第9図の位置60に相当する最適位置に配置される。大動脈のこの部分はその上流側に見られるような動脈瘤の前方の部分の直径よりも若干小さいので、人工管官ね管部60の直径に合致した寸法よりも大きく放張することはできない。しかしながら、これは既成の前部によりグラフト55の他の部位の導管を位置55から位置60に移動してそれよりグラフトのこの部位を十分に放張させ、血管壁のこの部分と併合させることにより既成される。

第11図には、管状本体を駆動するため使用される機械体の別の実施形態を示してある。

この機械体は収縮した状態の管状本体を例えれば血管の中に挿入し、次いで管状本体を血管中に配置されたとき既成させるようにかつて可換性の器具を構成している。器具の構成部分は外側の可換性チューブ61と、同心状に配置された同様に可換性の内側チューブ62からなる。外側チューブ61の一方の端部63は、作動部64が配置されている。内側チューブ62の自由

端65により移動せしめられる。このようにして、部材64がチューブ62および63を同時に反対の方向に移動させることによって行なわれる。この場合、部材64の変位は部材63の変位よりも大きくなる。収縮した本体69がチューブ61から十分に取り出されたとき既成が終了し、そして器具を操作位置から移動することができる。

第11図による実施形態は構造の細部が簡めて簡単でありかつ高い精度で操作できるという大きな利点を有している。図示の器具はまた非常に小さい直径を有するらせん形部材を移動するためには適である。一例として、収縮したスレッド装置からなる管状の放張しうる本体69より実験を行なつた。管状本体の収縮時の直徑が5mmでありそして放張時の直徑が6mmであることを述べるとができる。また、より小さい直徑の放張した本体を移動することも十分可能とされる。第11図に示す器具はまた非常に大きな直徑を有するグラフトの形態の管状本体を移動するため非常に有利に使用することができる。

長い本体を移動する場合には、チューブ61の中の本体の変位に対する移動が大きくなり過ぎるとが考えられる。この場合に、チューブ61の前部部におけるピストン65を可動ジョイントまたはツイチで移動することが好適であるかもしれない。可動ジョイントまたはツイチはチューブ61が矢印65の方向に前方に移動せしめられるとき管状本体69の内側と併合して管状本体を前方に移動させようとして作用する。チューブ61が矢印65の

方向に後方に移動せしめられると管状ラジアが開放される。このようにして、管状本体よりはチャーブのポンプのような作用により前方に移動させることができる。

前説第11図に示した異なる部分の多くの実験結果も考えられる。従つて、例えば外科医にとのては都好むよりおよび64の間の相対運動を機械的に制御することにより移動を簡単化することができる。

移相において筋力を緩めることができるようにするためには拘束しうる管状本体がある弹性を有する方が有利である。例えば管状本体が血管を開いた状態で保つためには押さえられるかまたは血管の人工管として移動されるとさに、管状本体は生体の血管の弹性を可能限り緩和した弹性を有すべきである。管状本体の筋力が筋力および筋を引いている間隔を保つ筋力例えば血管に対して固定された状態で保たれなければならない。管状本体はまた同時に例えば血液の脈動または手足の曲げに追従するためには十分な延展性を有するように伸展方向にかつ拘束方向に弹性を有していなければならぬ。管状本体は例えば外因を受けているときにその形状を維持するよう十分な開閉の彈性を有しておかつ内因に耐えるために十分な筋力を有していなければならぬ。

これらの性質を有するためには、実際の適用範囲に於ける管状本体のフレンド要素の材料および形状を注意して選択しあつ適応を有することができる。フレンド要素の材料が組織と適合し、すなわちよりわけ難易度を最小

にし、無毒性でありかつ細胞の成長を可能にする明確な必要条件に加えて、材料が剛性かつ彈性を有し、しかも生體の有効な範囲まで可逆変形しないことが一般的にいえよう。この材料は例えばポリエチレン、ポリウレタン、ポリカーボネート、ポリサルファイド、ポリプロピレン、ポリエチレン、ポリスルホネート、オクシレン等、既に半導体(セノクライメン等)とすることができる。半導体の直徑は好ましく直径0.1-0.5mmの範囲内であるべきである。

ある場合には、管状本体が拘束されるかまたは拘束而其端にあるかまたは無拘束に近い状態にあるときに管状本体のフレンド要素の間、例えば、第10図のフレンド要素2分より28の間の角度がとくわけ上元の必要条件を満たすためには十分に大きいことが肝要であることが判明した。角度が大きい程、外因をうけているときの管状本体の安定性が高いことが判明した。この観察から理想的な角度は160°であるが、この角度は實際には得られない。第1A図に示した角度は約160°であり、これは通常上限に近い。

管状本体の直徑を聚えるためには、拘束したように、管状本体の両端部を互いに相対して拘束方向に定位させることが必要である。第10図には、この參面の間の一般的な型式を示してある。管状本体の両端部を互いに離れるように移動させるとときのままで示した管本体の直徑の変化をと軸にプロットし、そして伸びとして表わされる

それに対する直徑の変化を×軸にプロットしてある。またと類似して管状本体の直徑の直角としての角度をプロットした。

第10図から理解されるように、相対的直徑の減少や筋伸びのプロセスの開始時刻は小さく、そして伸びが出現後を示す100秒であるときと90秒後まで減少する。出発位置では、角度は直角(=90°)に近い。200秒の伸びにおいては、直徑の減少が7%である、そのときに直角に対する角度は100°である。直角の減少は伸びの増加につれて加速度する。従つて、伸びが250秒から300秒に増加すると、直徑の減少は10%から5%に減少する。すなわち伸びが比較的比較的大きいときと、比較的大きい直角の減少が起る。との範囲内では、角度は約70°から40°まで減少する。直角したより、ある場合では、拘束した管本体が第10図の直線においてできる限り左方向の位置を占めることができない。すなわち角度はできる限り大きくすべきである。拘束された管本体直角の直角が直角に保たれなければならない。管状材料の直角は自由に直角したときの直角よりも小さくなければならぬ。

本発明による拘束しうる本体を直角またはその他の管状器官の中に移動するためには使用する場合、必要な張張力は例えば繊維の交叉フレンド要素に固定された教學方向に伸びる弹性ストリッピングのより彈性装置により与えることができる。弹性装置がフレンド要素に固定され

るときに大きい角度を遷移することにより、前述した要求条件を簡単に満たすことができる。

角度の値を大きくするとこれが漸々細ましい理由は人工管の直角が角度の減少により損われるからである。例えば、直角方向外因を受けているときには、直角に対する直角が小さく、そして人工管と血管との間の局部的な直角方向の直角が起り、その結果直角部位における直角の直角を形成するからである。直角を高い値で遷移するもう一つの理由は高い張張力をおもに施設したときの管本体の直角と取扱状態での本体の直角との比が大きいことが示唆されるからである。例えば2から約3までの比を示すためには、角度を約120°を増えるべきである。角度の遷移はまた人工管のフレンド要素の材料によって左右される。テラスチック材料が施設された場合、角度を小さ過ぎると、半径方向の弾性が過大になる。しかしながら、あるその他の場合、例えば、かなり大きい直角方向の直角が示唆される場合には、小さい角度を遷移することが望ましいかもしれない。

第10図から、大きい角度を使用すると既に管状本体を大きく拘束せなければならぬことは明らかである。小さい直角の直角を遷移して管体内管的移動を可能ならしめるためには、大きい角度から出発する伸びはかなり大きく、300秒よりそれ以上にありうる。

例えば血管を開いた状態を保持するためには例えば管造人工管または同様な装置を参考するとまに、一般的な

付因数直角に作用する圧力が少くとも約100kgfに達することが望ましい。また、超過しきはならない最高圧力がある。この最高圧力は場合により変化するが、血管の人工器として使用されるときには約500~1000kgfを越えてはならない。もしも所定の圧力が長手方向に沿うる彈性材料または弾性スリーブまたは袋により与えられるときには、固定のため必要な圧力は別途大きい角度を測定したときに合理的な力によつて與えられる。従つて、計算は血管人工器と連続する血管壁との間の円滑な円滑移動においてもしも角度が150°~170°であるから試験を行つたために数ニューマン(=0.1~0.2kp)の試験的力を必要であることを示している。この事実はまた外圧を受けている移植された人工血管の変形のリスクを減少させることに寄与する。その理由は移植する血管がこのような変形を阻止するためには十分であるからである。しかしながら、もしも角度が例えば45°であるとすれば、約10~28エニートン(=1~2kp)の力が必需になり、これは實際には不利である。

本発明の人工器はが選用されるとときに十分な強度でありわければ固定を行つてよりに作用するためには、必要な強度を生ずる移植材料についてこのような必要条件が満たされなければならぬ。この材料はまた本体のスレッド表面への密着しする接頭を生じ、そして吻合移植のためには生化的に容認可能でなければならない。従つて、この材料は低い弾性係数を有し、そして少くとも

250~600gまでの伸びにおいて力と伸びとの間に直線的な関係を示すべきであり、また有機カビスチリシスを保有してはならない。

本発明による供給しうる本体を保護するためには用するのを建議であると推奨した上記の必要条件を満たす一弾性材料がある。このような材料はセグメントポリウレタン(PUR)と呼ばれる物質の群中に包含されている。セグメントポリウレタンのいくつかもはレタン(アシダグヨーン)、ピオマー(エチコン)、エスタンダードリソーナのような商品名で市販されている。これらの物質は静止した状態で溶解して溶液を形成することができる。これらの溶液から、本物の形状を形成する液体形の支点スレッド接頭を助けるための薄い弾性バンドまたは薄肉テープを溶解することができる。

本発明による人工器をいわゆるグラフトまたは前用人工器として使用する場合、人工器元の直径は前述したように多孔性でありかつ薄く、そして組織に適合すべきであり、かつ自然の組織、とりわけ、新血管内膜(neointima)の形成を可能をしめるよう溶解されべきである。セグメントポリウレタン(PUR)もまたかかる組織を形成するためには特に使用される。その理由は材料の性質を非常に高い彈性を有する機械の必要条件と組み合せると上ができるからである。このより生化的にPURの溶液から伸出してより形成されたセグメントPURの溶液からなる薄いテープの形状を因製することができる。

きる。接頭は交叉した点において相互に封堵され、そして接頭は例えば原形の厚さおよび密度を好適に創創するなどにより所定の多孔性を有するよう構成することができる。得られたテープは本体を固着するかまたは本体の内部に取りつけることができる。また、別の接頭として、テープを剥離するときには、本体のスレッド接頭をテープの材料と好適に結合させることができることである。

血管用人工器皆に所定の強度を与えるために、PURのバンドは强度と多孔性の既材料と組み合わせることができる。この多孔性既材料は本体のスレッド接頭の間に取りなされた单孔被(モノフィラメント)または多孔被(マルチフィラメント)で構成するかまた既述したように剥離された多孔性の弹性繊維で構成することができる。

ある場合には、本体またはそのバンド、スリーブ等を膜を用えばポリウレタンおよび/またはポリウレタンのような生化的に容認可能な物質から製造することができるかも知れない。

本発明の原理を適用し光実験結果の所(たゞしそれらの例に限定されるものではない)を以下に記載する。

例 1 血管用グラフト

抵抗時の直徑 2.0mm

内直徑 1.60°

長さ 1.00mm

直徑 1.5mm~1.8mmの範囲内で大動脈の中に

移動するためには好適である。

抵抗前の最小の直徑 8mm

合計の伸び 約3.0%

固定のための計算される軸方向の力 0.1kpが0.15mmの厚さ、気孔サイズ1.5~5.0mmを有する微孔性の薄いPUR壁によつて与えられた。

スレッド接頭の材料: 0.15mmの直徑を有する

ポリエスチル接頭

接頭の数 n=7.2(2×3.6)

狭窄症に対する血管用人工器

狭窄時の直徑 6mm

内直徑 1.00°

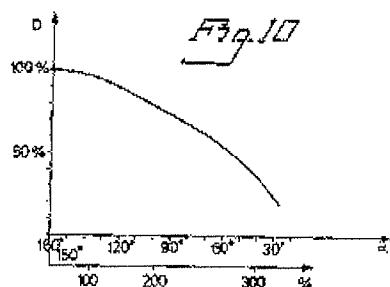
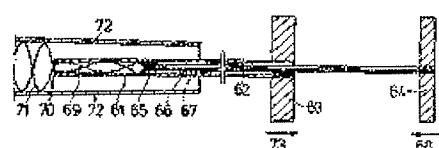
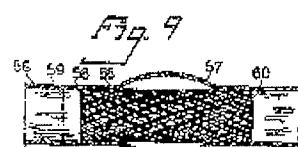
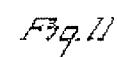
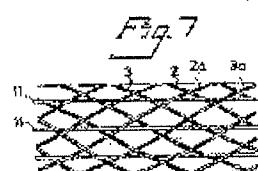
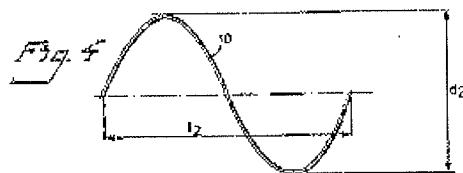
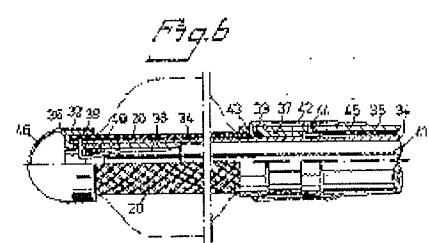
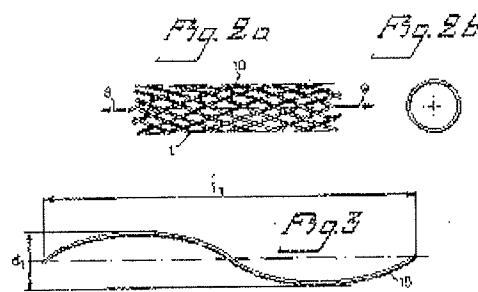
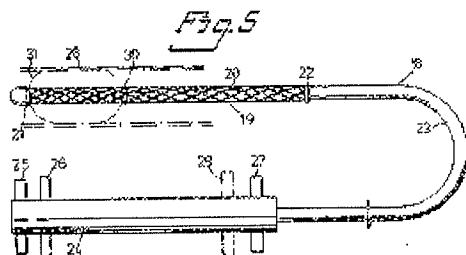
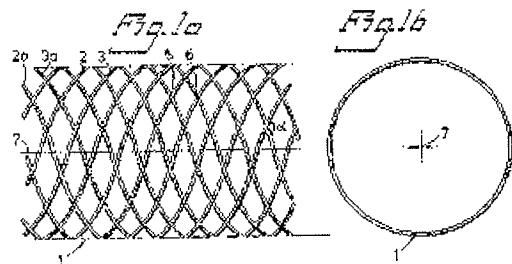
長さ 2.00mm

4~5mmの層状範囲性で静脈中に移植。

合計の伸び 25.0%

抵抗のための軸方向の力 0.06kpが各々が1.5mmの直徑および1.0°の厚さを有する1個のセグメントポリウレタンの厚いバンドにより与えられた。

スレッド接頭材料: 6.0mmの直徑を有しかつ表面の数n=5.4(2×2.7)であるポリプロピレン接頭。



SURFACE INFORMATION CONTINUED FROM THE 40000 SHEET	
<p><input type="checkbox"/> OBSERVATIONS WHERE CERTAIN STAINS WERE FOUND UNEXPLAINED</p> <p>Unexplained surface stains are stains which are not explained by the staining material or by the staining technique used. These stains may be due to the presence of organic material which has been adsorbed onto the surface of the material or to the presence of organic material which has been adsorbed onto the surface of the material.</p> <p><input type="checkbox"/> 1.1 1.2 1.3 1.4 1.5 1.6 1.7 1.8 1.9 1.10 1.11 1.12 1.13 1.14 1.15 1.16 1.17 1.18 1.19 1.20 1.21 1.22 1.23 1.24 1.25 1.26 1.27 1.28 1.29 1.30 1.31 1.32 1.33 1.34 1.35 1.36 1.37 1.38 1.39 1.40 1.41 1.42 1.43 1.44 1.45 1.46 1.47 1.48 1.49 1.50 1.51 1.52 1.53 1.54 1.55 1.56 1.57 1.58 1.59 1.60 1.61 1.62 1.63 1.64 1.65 1.66 1.67 1.68 1.69 1.70 1.71 1.72 1.73 1.74 1.75 1.76 1.77 1.78 1.79 1.80 1.81 1.82 1.83 1.84 1.85 1.86 1.87 1.88 1.89 1.90 1.91 1.92 1.93 1.94 1.95 1.96 1.97 1.98 1.99 1.100 1.101 1.102 1.103 1.104 1.105 1.106 1.107 1.108 1.109 1.110 1.111 1.112 1.113 1.114 1.115 1.116 1.117 1.118 1.119 1.120 1.121 1.122 1.123 1.124 1.125 1.126 1.127 1.128 1.129 1.130 1.131 1.132 1.133 1.134 1.135 1.136 1.137 1.138 1.139 1.140 1.141 1.142 1.143 1.144 1.145 1.146 1.147 1.148 1.149 1.150 1.151 1.152 1.153 1.154 1.155 1.156 1.157 1.158 1.159 1.160 1.161 1.162 1.163 1.164 1.165 1.166 1.167 1.168 1.169 1.170 1.171 1.172 1.173 1.174 1.175 1.176 1.177 1.178 1.179 1.180 1.181 1.182 1.183 1.184 1.185 1.186 1.187 1.188 1.189 1.190 1.191 1.192 1.193 1.194 1.195 1.196 1.197 1.198 1.199 1.200 1.201 1.202 1.203 1.204 1.205 1.206 1.207 1.208 1.209 1.210 1.211 1.212 1.213 1.214 1.215 1.216 1.217 1.218 1.219 1.220 1.221 1.222 1.223 1.224 1.225 1.226 1.227 1.228 1.229 1.230 1.231 1.232 1.233 1.234 1.235 1.236 1.237 1.238 1.239 1.240 1.241 1.242 1.243 1.244 1.245 1.246 1.247 1.248 1.249 1.250 1.251 1.252 1.253 1.254 1.255 1.256 1.257 1.258 1.259 1.260 1.261 1.262 1.263 1.264 1.265 1.266 1.267 1.268 1.269 1.270 1.271 1.272 1.273 1.274 1.275 1.276 1.277 1.278 1.279 1.280 1.281 1.282 1.283 1.284 1.285 1.286 1.287 1.288 1.289 1.290 1.291 1.292 1.293 1.294 1.295 1.296 1.297 1.298 1.299 1.2000 1.2001 1.2002 1.2003 1.2004 1.2005 1.2006 1.2007 1.2008 1.2009 1.2010 1.2011 1.2012 1.2013 1.2014 1.2015 1.2016 1.2017 1.2018 1.2019 1.2020 1.2021 1.2022 1.2023 1.2024 1.2025 1.2026 1.2027 1.2028 1.2029 1.2030 1.2031 1.2032 1.2033 1.2034 1.2035 1.2036 1.2037 1.2038 1.2039 1.2040 1.2041 1.2042 1.2043 1.2044 1.2045 1.2046 1.2047 1.2048 1.2049 1.2050 1.2051 1.2052 1.2053 1.2054 1.2055 1.2056 1.2057 1.2058 1.2059 1.2060 1.2061 1.2062 1.2063 1.2064 1.2065 1.2066 1.2067 1.2068 1.2069 1.2070 1.2071 1.2072 1.2073 1.2074 1.2075 1.2076 1.2077 1.2078 1.2079 1.2080 1.2081 1.2082 1.2083 1.2084 1.2085 1.2086 1.2087 1.2088 1.2089 1.2090 1.2091 1.2092 1.2093 1.2094 1.2095 1.2096 1.2097 1.2098 1.2099 1.20100 1.20101 1.20102 1.20103 1.20104 1.20105 1.20106 1.20107 1.20108 1.20109 1.20110 1.20111 1.20112 1.20113 1.20114 1.20115 1.20116 1.20117 1.20118 1.20119 1.20120 1.20121 1.20122 1.20123 1.20124 1.20125 1.20126 1.20127 1.20128 1.20129 1.20130 1.20131 1.20132 1.20133 1.20134 1.20135 1.20136 1.20137 1.20138 1.20139 1.20140 1.20141 1.20142 1.20143 1.20144 1.20145 1.20146 1.20147 1.20148 1.20149 1.20150 1.20151 1.20152 1.20153 1.20154 1.20155 1.20156 1.20157 1.20158 1.20159 1.20160 1.20161 1.20162 1.20163 1.20164 1.20165 1.20166 1.20167 1.20168 1.20169 1.20170 1.20171 1.20172 1.20173 1.20174 1.20175 1.20176 1.20177 1.20178 1.20179 1.20180 1.20181 1.20182 1.20183 1.20184 1.20185 1.20186 1.20187 1.20188 1.20189 1.20190 1.20191 1.20192 1.20193 1.20194 1.20195 1.20196 1.20197 1.20198 1.20199 1.20200 1.20201 1.20202 1.20203 1.20204 1.20205 1.20206 1.20207 1.20208 1.20209 1.20210 1.20211 1.20212 1.20213 1.20214 1.20215 1.20216 1.20217 1.20218 1.20219 1.20220 1.20221 1.20222 1.20223 1.20224 1.20225 1.20226 1.20227 1.20228 1.20229 1.20230 1.20231 1.20232 1.20233 1.20234 1.20235 1.20236 1.20237 1.20238 1.20239 1.20240 1.20241 1.20242 1.20243 1.20244 1.20245 1.20246 1.20247 1.20248 1.20249 1.20250 1.20251 1.20252 1.20253 1.20254 1.20255 1.20256 1.20257 1.20258 1.20259 1.20260 1.20261 1.20262 1.20263 1.20264 1.20265 1.20266 1.20267 1.20268 1.20269 1.20270 1.20271 1.20272 1.20273 1.20274 1.20275 1.20276 1.20277 1.20278 1.20279 1.20280 1.20281 1.20282 1.20283 1.20284 1.20285 1.20286 1.20287 1.20288 1.20289 1.20290 1.20291 1.20292 1.20293 1.20294 1.20295 1.20296 1.20297 1.20298 1.20299 1.20300 1.20301 1.20302 1.20303 1.20304 1.20305 1.20306 1.20307 1.20308 1.20309 1.20310 1.20311 1.20312 1.20313 1.20314 1.20315 1.20316 1.20317 1.20318 1.20319 1.20320 1.20321 1.20322 1.20323 1.20324 1.20325 1.20326 1.20327 1.20328 1.20329 1.20330 1.20331 1.20332 1.20333 1.20334 1.20335 1.20336 1.20337 1.20338 1.20339 1.20340 1.20341 1.20342 1.20343 1.20344 1.20345 1.20346 1.20347 1.20348 1.20349 1.20350 1.20351 1.20352 1.20353 1.20354 1.20355 1.20356 1.20357 1.20358 1.20359 1.20360 1.20361 1.20362 1.20363 1.20364 1.20365 1.20366 1.20367 1.20368 1.20369 1.20370 1.20371 1.20372 1.20373 1.20374 1.20375 1.20376 1.20377 1.20378 1.20379 1.20380 1.20381 1.20382 1.20383 1.20384 1.20385 1.20386 1.20387 1.20388 1.20389 1.20390 1.20391 1.20392 1.20393 1.20394 1.20395 1.20396 1.20397 1.20398 1.20399 1.20400 1.20401 1.20402 1.20403 1.20404 1.20405 1.20406 1.20407 1.20408 1.20409 1.20410 1.20411 1.20412 1.20413 1.20414 1.20415 1.20416 1.20417 1.20418 1.20419 1.20420 1.20421 1.20422 1.20423 1.20424 1.20425 1.20426 1.20427 1.20428 1.20429 1.20430 1.20431 1.20432 1.20433 1.20434 1.20435 1.20436 1.20437 1.20438 1.20439 1.20440 1.20441 1.20442 1.20443 1.20444 1.20445 1.20446 1.20447 1.20448 1.20449 1.20450 1.20451 1.20452 1.20453 1.20454 1.20455 1.20456 1.20457 1.20458 1.20459 1.20460 1.20461 1.20462 1.20463 1.20464 1.20465 1.20466 1.20467 1.20468 1.20469 1.20470 1.20471 1.20472 1.20473 1.20474 1.20475 1.20476 1.20477 1.20478 1.20479 1.20480 1.20481 1.20482 1.20483 1.20484 1.20485 1.20486 1.20487 1.20488 1.20489 1.20490 1.20491 1.20492 1.20493 1.20494 1.20495 1.20496 1.20497 1.20498 1.20499 1.20500 1.20501 1.20502 1.20503 1.20504 1.20505 1.20506 1.20507 1.20508 1.20509 1.20510 1.20511 1.20512 1.20513 1.20514 1.20515 1.20516 1.20517 1.20518 1.20519 1.20520 1.20521 1.20522 1.20523 1.20524 1.20525 1.20526 1.20527 1.20528 1.20529 1.20530 1.20531 1.20532 1.20533 1.20534 1.20535 1.20536 1.20537 1.20538 1.20539 1.20540 1.20541 1.20542 1.20543 1.20544 1.20545 1.20546 1.20547 1.20548 1.20549 1.20550 1.20551 1.20552 1.20553 1.20554 1.20555 1.20556 1.20557 1.20558 1.20559 1.20560 1.20561 1.20562 1.20563 1.20564 1.20565 1.20566 1.20567 1.20568 1.20569 1.20570 1.20571 1.20572 1.20573 1.20574 1.20575 1.20576 1.20577 1.20578 1.20579 1.20580 1.20581 1.20582 1.20583 1.20584 1.20585 1.20586 1.20587 1.20588 1.20589 1.20590 1.20591 1.20592 1.20593 1.20594 1.20595 1.20596 1.20597 1.20598 1.20599 1.20600 1.20601 1.20602 1.20603 1.20604 1.20605 1.20606 1.20607 1.20608 1.20609 1.20610 1.20611 1.20612 1.20613 1.20614 1.20615 1.20616 1.20617 1.20618 1.20619 1.20620 1.20621 1.20622 1.20623 1.20624 1.20625 1.20626 1.20627 1.20628 1.20629 1.20630 1.20631 1.20632 1.20633 1.20634 1.20635 1.20636 1.20637 1.20638 1.20639 1.20640 1.20641 1.20642 1.20643 1.20644 1.20645 1.20646 1.20647 1.20648 1.20649 1.20650 1.20651 1.20652 1.20653 1.20654 1.20655 1.20656 1.20657 1.20658 1.20659 1.20660 1.20661 1.20662 1.20663 1.20664 1.20665 1.20666 1.20667 1.20668 1.20669 1.20670 1.20671 1.20672 1.20673 1.20674 1.20675 1.20676 1.20677 1.20678 1.20679 1.20680 1.20681 1.20682 1.20683 1.20684 1.20685 1.20686 1.20687 1.20688 1.20689 1.20690 1.20691 1.20692 1.20693 1.20694 1.20695 1.20696 1.20697 1.20698 1.20699 1.20700 1.20701 1.20702</p>	

1. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT (CONTINUED FROM THE SECOND SHEET)			
Document	Description	Source	Reference
A	FB, A : 2 333 667 (PHONE-POULENC INDUSTRIES) 3 July 1977		1-11
A	FB, A : 2 391 709 (PHONE-POULENC INDUSTRIES) 22 December 1970		1-11
A	WB, AJ : 88/01660 (AB TESI) 24 July 1900		1-11
A, P	WB, AJ : 88/01667 (P L KASTER) 27 May 1992		1-11

平成 21.11.20 発行

手続補正書

平成 2 年 3 月 14 日

特許法第17条第1項又は第17条の2の規定による補正の掲載

昭和58年特許第501556号(特表昭59-500652号、昭和59年4月19日発行公表特許公報)については特許法第17条第1項又は第17条の2の規定による補正があったので下記のとおり掲載する。

Int.Cl. ⁹	識別記号	序内鑑別番号
A81F 2/04		7003-4C
2/06		7003-6C

2.補正の内容

- 1) 特許請求の範囲を別紙のとおり補正します。
- 2) 第4頁第18行の「すべきである。」の後に以下の記載を加入します。

「2個またはそれ以上の管状体が互いの頭部は同心的に配列されて本体に収容された安定制を有する。これは小直径のスレッド要素を使用する場合そして/または要素の数が小さい場合特に有用である。」

以上

特許庁長官 吉田文敬

3.本件の変更

昭和58年特許第501556号

2.発明の名称

伸縮可能な管状体を備えた人工血管

3.補正をする者

本件との関係 特許出願人

住所 スイス国セーランシュート1001ローランヌ、カーズボヌル549

名前 メダンヴァン・シエケ・アノニム

4.代理 人

住所 東京都千代田区麹町3丁目2番地(税込第一ビル)

電話 (261) 2022

氏名 (3793) 佐藤辰男 (外1名)

5.補正命令の交付 (当発)

6.補正の対象

明細書の特許請求の範囲および発明の詳細な説明の範

2011.11.20
審査官

請求の範囲

- 1) 本体の両端部を相互に相対して螺旋方向に巻きませることにより変更しうる直巻を有しかつ複数の個々の剛性でありしかも可撓性のスレッド要素(2,3等、2a,3a等)から構成された可撓性の管状体(1)を備えた管体内管路的構造のための人工血管であつて、前記可撓性のスレッド要素の各々が其運動端としての管状体の中心端(7)に對して螺旋形に巻び、前記複数個の要素(2,3等)が同一方向の巻きを有ししかも相対に相対して螺旋方向に定位せしめられかゝる同様に相対して螺旋方向に定位せしめられしかも反対方向の巻きを有する複数個の要素(2a,3a等)と交叉する、管体内管路的構造のための人工血管。
- 2) 交叉する要素の間の螺旋方向に對して形成された角度(a)が約90°よりも大きく、そして極端しくは純角である要素の範囲(1)内に記載の人

平成 2.11.20 発行

工務省。

3) 交叉要素(2,3等、2a,3a等)が管状本体に要素を示すように組みひも様形態に配列されでいる請求の範囲第1項または第2項のいずれか1項に記載の人工器官。

4) 管状本体の要素(2,3等、2a,3a等)の数が2であり、少なくとも約10であることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項または第3項のいずれか1項に記載の人工器官。

5) 各々の巻き方向の要素の数が1/2であることを特徴とする請求の範囲第4項に記載の人工器官。

6) 管状本体が該管状本体と同一空間に広がる例えばバンド(11)または弾丸を有しかつ好ましくは多孔性の膜のような弾性材料により平滑方向に拡張した位置を示すように構成され、前記膜が管状本体のマントル面に沿つて巻き方向に延びかつ管状本体に遮断力を作用させて管状本体を横断することを特徴とする請求の範囲第5項から第8項までのいずれか1項に記載の人工器官。

7) 管状本体がオレイン酸を交叉点において相互通りつけであるために本架半周方向に拡張した範囲を占める傾向を有していることを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。

8) 管状本体の長さの半分に沿つて管状本体と同一空間に広がる多孔性材料の膜を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第7項までのいずれか1項に記載の人工器官。

9) 管状本体(53)がその少くとも一方の端部において直径を縮小するように設計されそれにより遮断されたときにフィルタとして作用することを特徴とする請求の範囲第1項から第8項までのいずれか1項に記載の人工器官。

10) 弾性部材または膜が好ましくはセグメントボ

-2-

-3-

リウレタンからなる多孔性材料で構成されていることを特徴とする請求の範囲第9項または第8項のいずれか1項に記載の人工器官。

11) 血管用グラフトとして使用するための請求の範囲第1項から第10項までのいずれか1項に記載の人工器官。

-4-

-10- 2-